

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-245721

(43)Date of publication of application : 12.09.2000

(51)Int.Cl.

A61B 6/00
G01T 1/105
G03B 42/02
G06T 1/00
G21K 4/00

(21)Application number : 11-049080

(71)Applicant : KONICA CORP

(22)Date of filing : 25.02.1999

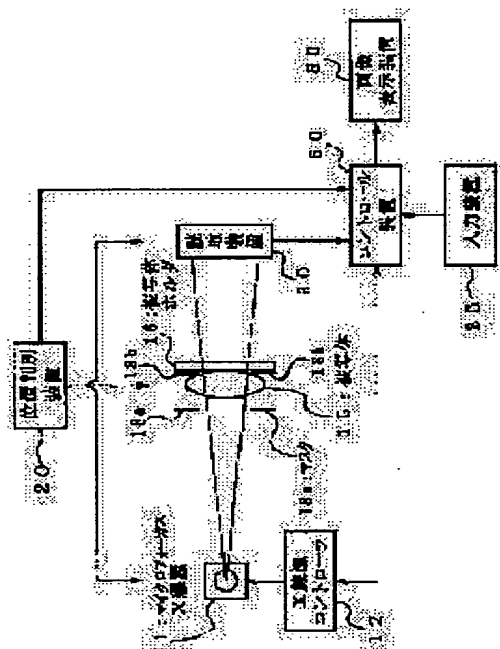
(72)Inventor : ISHIZAKA SATORU

(54) RADIOGRAPHIC IMAGE PICKUP DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a highly precise enlarged radiographic image.

SOLUTION: The radiographic image based on the radiation from a microfocus radiation source 11 transmitted through a subject 14 is recorded in a radiographic image conversion panel using an accelerated phosphorescent phosphor or a reader 30 using a flat panel detector. A space between the subject 15 and the reader 30 is variable, and the read gain of the radiographic image recorded in the reader 30 is set according to this space. A read picture element size according to the size of half-shadow of the focus diameter of a radiation source 11 is set. The image data obtained by reading of image is subjected to image processing such as processing for generating image data of enlarge image, processing for preventing the influence caused by half-shadow, profile emphasizing process in phase difference radiographing, or position correcting processing for correcting the boundary position detected in the phase difference radiographing to a right position.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

07.03.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-245721

(P 2 0 0 0 - 2 4 5 7 2 1 A)

(43) 公開日 平成12年9月12日(2000.9.12)

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テロト* (参考)
A 6 1 B 6/00	3 2 0	A 6 1 B 6/00	3 2 0 Z 2G083
	3 0 0		3 0 0 X 2H013
			3 0 0 A 4C093
G 0 1 T 1/105		G 0 1 T 1/105	5B057
G 0 3 B 42/02		G 0 3 B 42/02	B

審査請求 未請求 請求項の数11 OL (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平11-49080

(22) 出願日 平成11年2月25日(1999. 2. 25)

FP03-0058-00W0-HP
03. 5. 20
SEARCH REPORT

(71) 出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72) 発明者 石坂 哲

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内

(74) 代理人 100090376

弁理士 山口 邦夫 (外1名)

最終頁に続く

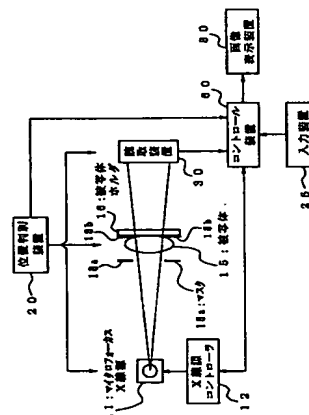
(54) 【発明の名称】 放射線画像撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 高精細な拡大放射線画像を得る。

【解決手段】 被写体15を透過したマイクロフォーカス放射線源11からの放射線に基づく放射線画像を、輝尽性蛍光体を用いた放射線画像変換パネル、あるいはフラットパネルディテクタを用いた読取装置30に記録する。被写体15と読取装置30の間隔を可変可能とし、この間隔に応じて読取装置30に記録された放射線画像の読取ゲインを設定する。線源11の焦点径の半影の大きさに応じた読取画素サイズとする。画像の読み取りによって得られた画像データに対して、拡大画像の画像データを生成する処理、半影によって生ずる影響を防止する処理、位相差撮影時の輪郭強調処理、位相差撮影時に検出された境界位置を正しい位置に補正する位置補正処理等の画像処理を行う。画像表示装置80の画面上に高精細な拡大放射線画像を表示できる。

放射線画像撮像装置



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体に放射線を照射するマイクロフォーカス放射線源と、
前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、
前記読取手段での前記放射線画像を読み取りを制御する制御手段を有し、
少なくとも前記被写体と前記読取手段の間隔を可変可能とし、
前記制御手段では、前記間隔に応じて前記放射線画像の読取ゲインを設定することを特徴とする放射線画像撮像装置。

【請求項2】 前記マイクロフォーカス放射線源と前記被写体と前記読取手段の位置を判別してそれぞれの間隔を検出する位置検出手段を有することを特徴とする請求項1記載の放射線画像撮像装置。

【請求項3】 前記マイクロフォーカス放射線源と前記被写体と前記読取手段のそれぞれの間隔から、前記放射線画像の拡大率を算出して前記放射線画像のサイズを判別するためのスケール情報を生成するスケール情報生成手段を有することを特徴とする請求項1あるいは請求項2記載の放射線画像撮像装置。

【請求項4】 画像表示手段を有し、
前記画像表示手段で前記読取手段で生成された画像データに基づく放射線画像を表示する際には、前記スケール情報生成手段で生成されたスケール情報に基づき、表示された放射線画像の大きさを判別可能とする表示を行うことを特徴とする請求項3記載の放射線画像撮像装置。

【請求項5】 前記マイクロフォーカス放射線源の焦点の大きさと前記マイクロフォーカス放射線源と前記被写体と前記読取手段のそれぞれの間隔から、前記マイクロフォーカス放射線源の焦点の半影の大きさを算出する半影判別手段を有することを特徴とする請求項1あるいは請求項2記載の放射線画像撮像装置。

【請求項6】 前記読取手段での読取画素サイズは、前記半影判別手段で判別された半影の大きさの0.8倍以上、好ましくは0.9倍以上の大きさであって、前記読み取った放射線画像が所望の鮮鋭度となるように設定することを特徴とする請求項5記載の放射線画像撮像装置。

【請求項7】 被写体に放射線を照射するマイクロフォーカス放射線源と、
前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、
前記読取手段で生成された画像データを処理する画像処理手段を有し、
前記画像処理手段では、前記画像データに基づき拡大画像の画像データを生成することを特徴とする放射線画像撮像装置。

【請求項8】 被写体に放射線を照射するマイクロフォー

ーカス放射線源と、前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、

前記読取手段で生成された画像データを処理する画像処理手段を有し、

前記画像処理手段では、前記マイクロフォーカス放射線源の焦点径の半影に基づき、前記半影によって生ずる影響を防止する処理を行うことを特徴とする放射線画像撮像装置。

10 【請求項9】 前記画像処理手段では、デコンボリューションを用いて前記半影によって生ずる影響を防止する処理を行うことを特徴とする請求項8記載の放射線画像撮像装置。

【請求項10】 被写体に放射線を照射するマイクロフォーカス放射線源と、

前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、

前記読取手段で生成された画像データを処理する画像処理手段を有し、

20 前記画像処理手段では、位相差撮影時に輪郭強調処理を行うことを特徴とする放射線画像撮像装置。

【請求項11】 被写体に放射線を照射するマイクロフォーカス放射線源と、

前記被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、

前記読取手段で生成された画像データを処理する画像処理手段を有し、

30 前記画像処理手段では、位相差撮影時に検出された境界位置を正しい位置に補正する位置補正処理を行うことを特徴とする放射線画像撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、マイクロフォーカス放射線源を用いて高精細な放射線画像を得る放射線画像撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、医療診断等を目的として放射線画像を生成することが行われている。この放射線画像の生成では、放射線をX線源から被写体に照射して、被写体を透過した放射線を輝尽性蛍光体を用いた放射線画像変換パネルや複数の検出素子を2次元的に配列させたフラットパネルディテクタで検出することが行われている。

40 【0003】この放射線画像変換パネルを用いる方法では、放射線のエネルギーの一部を蓄積して、その後可視光等の輝尽励起光を照射すると蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光を示す輝尽性蛍光体を利用し、この輝尽性蛍光体を有する輝尽性蛍光体パネルに被写体の放射線画像情報を記録したのちレーザ光等を照射し、輝尽発光を光電変換手段により電気信号に変換して各画素の画像

データが生成される。フラットパネルディテクタを用いる方法では、2次元的に配列された複数の検出素子で照射された放射線の線量に応じた電気信号を生成し、この電気信号に基づいて画像データが生成される。

【0004】このため、放射線写真フィルムを用いる場合のように、化学的現像および定着等の処理が必要ないことから、速やかに放射線画像を得ることができると共に、生成された画像データを用いて種々の放射線画像処理を行うことができる。また放射線画像変換パネルやフラットパネルディテクタは、放射線写真フィルムに比べて高感度であることから、被写体の被曝線量を低減させることができる。

【0005】一方、X線源については、従来のX線源よりも焦点径を小さくして透視画像の空間分解能を向上させることができるマイクロフォーカスX線源が実用化されている。このマイクロフォーカスX線源は、図12Aに示す従来のX線源に比べて図12Bに示すように焦点径DFが小さいものである。ここで、線源が焦点径DFを有するために生ずる半影（線源からの放射線が直接照射される領域と線源からの放射線が被写体を透過して照射される領域の重なりあう領域）の大きさDSは式

(1) から求めることができ、焦点径DFの小さいマイクロフォーカスX線源を用いることにより、半影DHSを少ないものとすることができ、拡大撮影や厚い被写体を撮影しても高精細な画像を得ることができる。

$$DHS = (R2/R1) DF \quad \dots (1)$$

なお、式(1)において、「R1」は線源から被写体までの距離を示しており、「R2」は被写体から放射線画像変換パネルやフラットパネルディテクタ等の読取装置までの距離を示している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】ところで、放射線検出部に照射される放射線の線量は、線源から読取装置までの距離の2乗に反比例して変化する。このため、図12に示す距離R1、R2を変化させて、読取装置で読み取られた被写体の放射線画像を所望の大きさに調整する際には、撮影毎に線源からの照射線量や放射線検出部での放射線画像の読み取りでのゲインを調整しなければならない。

【0007】また、距離R1、R2を変化させて放射線画像の大きさを変化させたときには、得られた放射線画像から被写体の大きさを正しく認識することができなくなってしまう。さらに、半影の影響による解像度の低下がどの程度生じているのかも判別できなくなってしまう。このため、得られた放射線画像が距離R1、R2をどのように設定して撮影されたものであるか等の情報を放射線画像毎に記録しておかなければならない。

【0008】そこで、この発明では所望の大きさの高精細な放射線画像を得ることができると共に、撮影された被写体のサイズを正しく認識することができる放射線画

像撮像方法および放射線画像撮像装置を提供するものである。

【0009】

【課題を解決するための手段】この発明に係る放射線画像撮像装置は、被写体に放射線を照射するマイクロフォーカス放射線源と、被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、読取手段で放射線画像を読み取りを制御する制御手段を有し、少なくとも被写体と読取手段の間隔を可変可能とし、制御手段では、間隔に応じて放射線画像の読取ゲインを設定するものである。また、マイクロフォーカス放射線源と被写体と読取手段の位置を判別してそれぞれの間隔を検出する位置検出手段や、マイクロフォーカス放射線源と被写体と読取手段のそれぞれの間隔から、放射線画像の拡大率を算出して放射線画像のサイズを判別するためのスケール情報を生成するスケール情報生成手段、画像表示手段、マイクロフォーカス放射線源の焦点の大きさとマイクロフォーカス放射線源と被写体と読取手段のそれぞれの間隔から、マイクロフォーカス放射線源の焦点の半影の大きさを算出する半影判別手段を有するものである。

【0010】また、被写体に放射線を照射するマイクロフォーカス放射線源と、被写体を透過した放射線に基づく放射線画像を読み取って画像データを生成する読取手段と、読取手段で生成された画像データを処理する画像処理手段を有し、画像処理手段では、画像データに基づき拡大画像の画像データを生成するものである。また画像処理手段は、マイクロフォーカス放射線源の焦点径の半影に基づき、半影によって生ずる影響を防止する処理、位相差撮影時の輪郭強調処理、位相差撮影時に検出された境界位置を正しい位置に補正する位置補正処理を行うものである。

【0011】この発明においては、被写体を透過したマイクロフォーカス放射線源からの放射線に基づく放射線画像が、輝尽性蛍光体を用いた放射線画像変換パネル、あるいはシンチレータやマイクロプレートを使用して構成されたフラットパネルディテクタに記録されると共に、少なくとも被写体と放射線画像変換パネルやフラットパネルディテクタの間隔が可変可能とされて、この間隔に応じて放射線画像変換パネルやフラットパネルディテクタに記録された放射線画像の読取ゲインが設定される。また、半影判別手段によってマイクロフォーカスX線源の焦点径の半影が算出されて、放射線画像の読取画素サイズは半影の大きさの0.8倍以上、好ましくは0.9倍以上の大きさであって、所望の鮮鋭度となるように設定される。

【0012】放射線画像の読み取りによって得られた画像データを用いて、拡大画像の画像データを生成する処理、半影によって生ずる影響を防止する処理、位相差撮影時の輪郭強調処理、位相差撮影時に検出された境界位

置を正しい位置に補正する位置補正処理等の画像処理が行われる。

【0013】画像データは、画像表示手段に供給されて、撮影された放射線画像が画像表示手段の画面上に表示される。また、放射線画像の拡大率を算出して放射線画像のサイズを判別するためのスケール情報がスケール情報生成手段で生成されて、このスケール情報に基づく表示が放射線画像と共に表示される。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、この発明に係る放射線画像撮像装置について図を用いて詳細に説明する。図1は、放射線画像撮像装置の全体の構成を示している。マイクロフォーカスX線源11にはX線源コントローラ12が接続されており、X線源コントローラ12によってマイクロフォーカスX線源11から照射される放射線の照射線量が制御される。また、マイクロフォーカスX線源11から放射された放射線は、被写体15を透過して読取装置30内のマイクロフォーカスX線源側に装着されている放射線画像変換パネルまたはフラットパネルディテクタ（以下「撮像パネル」という）に照射される。また、この発明において被写体とは、人体または人体の一部のことをいうものとする。

【0015】読取装置30では、撮像パネルに照射された放射線の線量に基づく画像データを生成してコントロール装置60に供給する。コントロール装置60では、供給された画像データを用いて種々の画像処理を行い、診断等に適した放射線画像の画像データに変換して保存する。

【0016】コントロール装置60には、X線源コントローラ12や位置判別装置20および入力装置25が接続されており、X線源コントローラ12では、マイクロフォーカスX線源11から照射される放射線の照射線量を示す放射線情報を生成してコントロール装置60に供給する。また、位置判別装置20では、マイクロフォーカスX線源11と被写体15との間隔や被写体15と読取装置30との間隔を示す距離情報を生成してコントロール装置60に供給する。また、入力装置25を用いて患者情報や撮影部位等の情報および放射線画像の拡大率等がコントロール装置60に供給される。

【0017】コントロール装置60では、放射線情報や距離情報および患者情報等に基づいて読取装置30での画像読取条件の設定等を行うための制御信号を生成して読取装置30に供給する。また読取装置30から供給された画像データを用いて種々の画像処理を行い、診断等に適した放射線画像の画像データに変換する。このコントロール装置60には、画像表示装置80が接続されており、画像処理前の画像データや画像処理後の画像データが画像表示装置80に供給されて、画像表示装置80で放射線画像が表示される。さらに、コントロール装置60では、位置判別装置20からの距離情報に基づき放

射線画像の拡大率を算出して、あるいは入力装置25によって入力された拡大率に基づき、放射線画像のサイズを判別するためのスケール情報を生成する。このスケール情報が画像表示装置80に供給されて、このスケール情報に基づく表示が放射線画像と共に画像表示装置80で表示される。

【0018】また、拡大撮影を行う際に、被写体が動いてしまうと放射線の画像のブレを生じてしまうことから、被写体15を固定するための被写体ホルダ16が設けられる。

【0019】さらに、被写体15のマイクロフォーカスX線源11側に放射線を遮蔽する材料で形成されたマスク18aを設けるものとすれば、拡大撮影部位以外に放射線が照射されてしまうことを防止できる。また、マスク18aの開口部分の大きさを可変可能とすることで、マイクロフォーカスX線源11から被写体15までの距離「R1」や被写体15から読取装置30までの距離「R2」を可変しても、放射線の照射部分を読取装置30の放射線画像変換パネルやフラットパネルディテクタ内に収めることができる。また、被写体15の読取装置30側に放射線を遮蔽する材料で形成されたマスク18bを設けるものとすれば、散乱された放射線の影響を防止することもできる。

【0020】読取装置30では、輝尽性蛍光体を使用した放射線画像変換パネル（以下「イメージングプレート」という）やシンチレータ等を使用したフラットパネルディテクタが用いられる。

【0021】図2は、塗布型のイメージングプレートを用いた読取装置30の構成を示している。このイメージングプレート31は、図3に示すように支持体311上に輝尽性蛍光体層312を塗布して形成し、更に輝尽性蛍光体層312上に保護層313を設けた構成とされている。このイメージングプレート31は支持体311側をマイクロフォーカスX線源11側とし、輝尽性蛍光体層312側を放射線画像読取装置の内面側として設けられており、被写体15を撮影したときには、輝尽性蛍光体層312に照射された放射線の線量に応じたエネルギーが蓄積される。放射線画像を読み取る際には、このエネルギーを蓄積したイメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312の表面をレーザ光により走査して輝尽性蛍光体を励起し、輝尽性蛍光体から放出された輝尽発光を光電的に検出して画像データの生成が行われる。

【0022】図2に示す光ビーム発生器（ガスレーザ、固体レーザ、半導体レーザ等）320では、出射強度が制御された光ビームを発生する。この光ビームは、フィルタ（図示せず）によってイメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312から発生される輝尽発光の波長領域に対応する波長領域の部分がカットされたのち、そのビーム径が正確に調整されて走査部322に入射する。

走査部322は、ガルバノミラーやポリゴンミラー等の

光偏向器や $f\theta$ レンズを用いて構成されており、光偏向器によって入射されたレーザ光を偏向すると共に、 $f\theta$ レンズによって常に均一のビーム速度で走査がなされるように調整される。

【0023】走査部322から出射されたレーザ光は、反射鏡324により反射され、イメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312の表面上に入射する。

【0024】イメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312は、レーザ光が照射されると、蓄積記録していた放射線エネルギーに比例する光量の輝尽発光が行われて、この輝尽発光は集光体331に入射する。集光体331は、その受光端部が直線状をなし、イメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312の表面上の走査線に対向するように近接して配置され、その射出端部は、フィルタ332を介してフォトマルチプライアなどの光電変換型の光検出器333の受光面に接続されている。この集光体331は、例えばアクリル系合成樹脂などの透明な熱可塑性樹脂を加工して作られており、受光端部から入射した光が、その内面で、全反射を繰り返しながら、射出端部を経て、光検出器333の受光面に伝達されるように、その形状が定められている。したがって、レーザ光の照射に応じて、イメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312から放出された輝尽発光は、集光体331に入射し、その内部で全反射を繰り返しながら射出端部を経て、光検出器333により受光される。

【0025】光検出器333の受光面に設けられたフィルタ332は、イメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312から放出される輝尽発光の波長領域の光のみを透過し、レーザ光の波長領域の光をカットするためのものである。

【0026】光検出器333では、イメージングプレート31の輝尽性蛍光体層312から放出された輝尽発光のみを光電的に検出するように構成されている。ここで、光検出器333によって輝尽発光を光電変換することにより得られた電流信号は、電流/電圧変換部334に供給されて電圧信号に変換されたのち、増幅部335で所定のレベルの電圧信号に増幅された後、A/D変換器336に入力される。増幅された電圧信号は、A/D変換器336において、信号変動幅に適したスケールファクタでデジタル信号に変換されて画像データDTとして出力される。

【0027】また、読取装置30には読取制御部340が設けられており、読取制御部340では、光ビーム発生器320の光ビーム強度調整、高圧電源341の電源電圧調整による光検出器333のゲイン調整、電流/電圧変換部334と増幅部335のゲイン調整、及びA/D変換器336の入力ダイナミックレンジの調整が行われ、少なくとも被写体15と読取装置30の間隔に応じて読取ゲインが総合的に調整される。

【0028】なお、放射線画像の読み取りでは、レーザ

光の照射位置と集光体331の位置を例えば図の矢印A方向に移動させてイメージングプレート31の全面に対して放射線画像の読み取りを行う。あるいは、イメージングプレート31を矢印A方向に移動させてイメージングプレート31の全面に対して放射線画像の読み取りを行う。

【0029】さらに、第2の構成としてイメージングプレート31を複数設けるものとし、エネルギーの蓄えられたイメージングプレートを新たなイメージングプレートに順次交換すると共に、エネルギーの蓄えられたイメージングプレートを放射線の照射位置とは異なる場所に搬送して放射線画像の読み取りを行うものとするれば、新たなイメージングプレートを用いて放射線画像の撮影が行われている場合であっても、既に撮影に用いられたイメージングプレートから放射線画像を読み取ることができる。

【0030】また、第3の構成として光ビーム発生器320や集光体331、光検出器333等をイメージングプレート31とは別個に設けるものとし、エネルギーの蓄えられたイメージングプレート31を別個に設けた放射線画像読取装置に装着して画像の読み取りを行うものとしても良いことは勿論である。

【0031】ここで、放射線照射位置とイメージングプレートの放射線画像を読み取る位置が異なる上記第2および第3の構成の場合には、イメージングプレート31は輝尽性蛍光体層312側をマイクロフォーカスX線源11側とすることが好ましい。

【0032】図4は、コントロール装置60の構成を示している。コントロール装置60の動作を制御するためのCPU(Central Processing Unit)61には、システムバス62と画像バス63と入力インタフェース67が接続される。このコントロール装置60の動作を制御するためのCPU61は、メモリ64に記憶された制御プログラムに基づいて動作が制御される。またCPU61では、予め記憶されているマイクロフォーカスX線源の焦点径と、位置判別装置20からの距離情報や入力装置25から入力された拡大率に基づき、読取装置30上に生ずる半影の大きさが算出される。

【0033】システムバス62と画像バス63には、撮影制御部66、出力インタフェース68、フレームメモリ制御部69、ディスク制御部70、スケール情報生成部71、画像処理部76等が接続されており、システムバス62を利用しCPU61によって各部の動作が制御されると共に、画像バス63を介して各部間での画像データの転送等が行われる。

【0034】撮影制御部66では、読取装置30の動作や読取ゲイン等を制御するための制御信号を生成して読取装置30に供給すると共に、読取装置30から画像データを読み出してフレームメモリ制御部69に供給する。また、CPU61で算出された半影の大きさに応じ

た読取画素サイズの設定を行う。

【0035】フレームメモリ制御部69には、フレームメモリ72が接続されており、読取装置30で生成された画像データがフレームメモリ72に記憶される。フレームメモリ72に記憶された画像データは読み出されてディスク制御部70に供給される。また、フレームメモリ72には、読取装置30から供給された画像データを画像処理部76で処理してから記憶するものとしてもよい。

【0036】フレームメモリ72からディスク制御部70に画像データを供給する際には、例えば連続して画像データが読み出されてディスク制御部70内のFIFOメモリに書き込まれ、その後順次ディスク装置73に記録される。

【0037】フレームメモリ72から読み出された画像データやディスク装置73から読み出された画像データは、出力インタフェース68を介して画像表示装置80に供給されて、画像表示装置80の画面上に画像データに基づく放射線撮影画像が表示される。

【0038】スケール情報生成部71では、位置検出装置20から撮影制御部66を介して供給された位置情報や、後述する入力装置25から入力インタフェース67を介して入力された拡大率等に基づいて、放射線画像のサイズを判別するためのスケール情報を生成する。この生成されたスケール情報は、出力インタフェース68を介して画像表示装置80に供給される。

【0039】画像処理部76では、読取装置30から撮影制御部66を介して供給された画像データDTの照射野認識処理、関心領域設定、正規化処理および階調処理などを行う。また、周波数強調処理やダイナミックレンジ圧縮処理等を行うものとしてもよい。さらに画像処理部76では、半影の影響の防止するための処理や、位相差撮影が行われたときに、被写体の輪郭を判別し易くする等の処理を行う。なお、画像処理部76をCPU61が兼ねる構成として、画像処理等を行うこともできる。

【0040】入力インタフェース67にはキーボード等の入力装置25が接続される。この入力装置25を操作することで、撮影によって得られた画像データを識別するための情報や放射線画像の拡大率などの撮影に関する情報等の管理情報の入力が行われる。また、管理情報の入力は、キーボードを使用するだけでなく、磁気カード、バーコード、HIS（病院内情報システム：ネットワークによる情報管理）等を利用しても行われる。

【0041】なお、フレームメモリ72には、読取装置30から供給された画像データを記憶するものとしたが、供給された画像データを画像処理部76等で処理してから記憶するものとしてもよい。また、ディスク装置73には、フレームメモリ72に記憶されている画像データ、すなわち読取装置30から供給された画像データやその画像データを画像処理部76等で処理した画像デ

ータを、管理情報などと共に保存することができる。

【0042】ここで、読取装置30が塗布型のイメージングプレートを用いて構成されている場合、輝尽性蛍光体としては、放射線のエネルギーを蓄積可能であると共に、電磁波によって励起されて蓄積している放射線のエネルギーを光として放出可能なものであれば良く、特に限定されるものではないが、可視光波長域の光によって励起可能であることが望ましい。

【0043】具体的には、特開平7-233369号公報に開示された一般式

$$Ba_{1-x}M^{I'}FX : yM^I, zLn$$

（但し、 $M^{I'}$ はSr及びCaからなる群より選ばれる少なくとも一種のアルカリ土類金属を表し、 M^I はLi, Na, K, Rb, およびCsからなる群より選ばれる少なくとも一種のアルカリ金属を表し、XはCl, BrおよびIからなる群より選ばれる少なくとも一種のハロゲンを表し、LnはCe, Pr, Sm, Eu, Gd, Tb, TmおよびYbからなる群より選ばれる少なくとも一種の希土類元素を表わし、x, y, zはそれぞれ $0 \leq x \leq 0.5$, $0 \leq y \leq 0.05$, $0 < z \leq 0.2$ で表される範囲の数値を表す。）で表される14面体型希土類賦活アルカリ土類金属弗化ハロゲン化物系輝尽性蛍光体が望ましい。

【0044】また、輝尽性蛍光体を支持体311上に塗膜して輝尽性蛍光体層312を形成する場合、輝尽性蛍光体層312の層厚は、蛍光体の種類、結合剤と蛍光体との混合比などによって異なるが、輝尽性蛍光体層312内で十分な輝尽発光光量を得るために $20 \mu m$ 以上とすると共に、輝尽性蛍光体層312内で輝尽励起光や輝尽発光の散乱による鮮鋭度の低下を低減するため $300 \mu m$ 以下とすることが好ましく、 $50 \mu m$ 以上 $200 \mu m$ 以下が望ましい。なお、輝尽性蛍光体層312は、必ずしも支持体311上に塗布して形成する必要はなく、たとえば、別に、ガラス板、金属板、プラスチックシートなどのシート上に塗布液を塗布し乾燥することにより輝尽性蛍光体層312を形成したのち、これを、支持体311上に押圧するか、あるいは接着剤を用いるなどして支持体311と輝尽性蛍光体層312とを接合してもよい。

【0045】このようにして形成した輝尽性蛍光体層312の表面には、これを物理的にあるいは化学的に保護するための保護層313が設けられる。保護層313は、透明な有機高分子物質等を適当な溶媒に溶解して調製した溶液を輝尽性蛍光体層312の上に直接塗布して形成してもよいし、有機高分子フィルムや透明なガラス板などの保護膜形成用シートを別に形成して輝尽性蛍光体層312上に適当な接着剤を用いて接着して設けてもよい。また、特開昭61-176900号公報で提案されている放射線および/または熱によって硬化される樹脂を用いてもよい。さらに、保護層313は、真空蒸着

法、スパッタリング法等により、 SiC 、 SiO_2 、 SiN 、 Al_2O_3 等の無機物質を積層して形成してもよい。また、有機溶媒可溶性のフッ素系樹脂の塗布膜により形成され、パーフルオロオレフィン樹脂粉末もしくはシリコーン樹脂粉末を分散、含有させた保護層313であってもよい。

【0046】また、透光性に優れると共にシート状に成形できるものを輝尽性蛍光体層312上に密着させて、あるいは距離をおいて配設して保護層313とすることもできる。なお、保護層313を輝尽性蛍光体層312に対して距離をおいて配設する場合には、支持体311と保護層313との間に、輝尽性蛍光体層312を取り囲んでスペーサを設けるのがよく、そのようなスペーサとしては、輝尽性蛍光体層312を外部雰囲気から遮断した状態で保持することができるものであれば特に制限されず、ガラス、セラムックス、金属、プラスチック等を用いることができ、厚さは輝尽性蛍光体層312の厚さ以上であることが好ましい。

【0047】保護層313は、輝尽励起光および輝尽発光を効率よく透過するために、広い波長範囲で高い光透過率を示すことが望ましく、光透過率は80%以上が好ましい。さらに、保護層313の表面に、 MgF_2 等の反射防止層を設けると、輝尽励起光および輝尽発光を効率よく透過すると共に、鮮鋭度の低下を小さくする効果もあるので好ましい。また、保護層313の厚さは、保護層313の強度を得るために1 μm 以上とすると共に、保護層313内での光の散乱によって鮮鋭度が低下してしまうことを防止するため20 μm 以下が望ましい。

【0048】このようにして生成されたイメージングプレート31では、得られる画像の鮮鋭度を向上させることを目的として、イメージングプレート31を構成する上記各層（輝尽性蛍光体層、保護層）の少なくとも一つの層を着色するものとしてもよい。また、支持体311と輝尽性蛍光体層312間や輝尽性蛍光体層312と保護層313間に接着剤層が設けられる場合には、この接着剤層を着色するものとしてもよい。

【0049】ここで、着色を行う際には、輝尽性蛍光体を輝尽発光させるための輝尽励起光の少なくとも一部を吸収する着色剤が用いられる。また、着色を行う際には、輝尽性蛍光体を輝尽発光させるための輝尽励起光の波長領域における平均反射率が輝尽発光の波長領域における平均反射率よりも小さくなるように着色して画像の鮮鋭度を向上させることもできる。

【0050】さらに、支持体311として輝尽励起光・輝尽発光を吸収するものを使用したり、そのような光吸収層を支持体311の輝尽性蛍光体層312側に設けるものとしてもよい。例えば、カーボンブラックなどの光吸収性物質からなる光吸収層などを設けることが知られている。このようにして、輝尽励起光・輝尽発光の反射を防止することにより、鮮鋭度の低下を防止することが

できる。

【0051】次に、気相法で輝尽性蛍光体層を形成したイメージングプレートについて説明する。なお、気相法を用いたイメージングプレートを使用する場合の放射線画像読取装置の構成は、第1の実施の形態と同じであることから詳細な説明は省略する。

【0052】図5は気相法で輝尽性蛍光体層を形成したイメージングプレートの構成を示しており、支持体315上に気相法で輝尽性蛍光体層316が形成される。輝尽性蛍光体層316の周囲にはスペーサ317が設けられており、このスペーサ317上に保護層318が設けられる。このとき、輝尽性蛍光体層316と保護層318との間には、保護層318と後述するように柱状結晶構造とされている輝尽性蛍光体層316が接触して、輝尽性蛍光体層316が損傷を受けてしまう事を防止するため空隙が設けられている。

【0053】気相法では、輝尽性蛍光体として例えば特開昭61-72088号公報に記載の一般式の $\text{M}_a\text{X} \cdot a\text{M}_b\text{X}'_2 \cdot b\text{M}_c\text{X}''_3 : c\text{A}$ で示したアルカリハライド蛍光体を用いることにより、容易に輝尽性蛍光体層316を形成できるので好ましい。

【0054】ここで、気相法により形成した輝尽性蛍光体層316は、基板に対して垂直方向に伸びる微細な柱状結晶の集合体からなり、十分な光ガイド効果を示すことが好ましい（すなわち、柱状結晶の上面から入射した光が柱状結晶の側面から外に放射されてしまうことを少ないものとする）く、輝尽励起光や輝尽発光の散乱を防止するため、柱状径は10 μm 以下、好ましくは5 μm 以下とされる。

【0055】また、輝尽性蛍光体層316の膜厚は、輝尽性蛍光体層316で十分な輝尽発光光量を得られるように20 μm 以上とすると共に、輝尽性蛍光体層316内での輝尽励起光・輝尽発光の散乱による鮮鋭度の低下を低減させるために150 μm 以下とすることが好ましい。

【0056】このようにして作られた塗布あるいは気相法によるイメージングプレート31を用いた場合、マイクロフォーカスX線源の焦点径は0.5 μm 以上80 μm 以下であることが好ましい。さらに人体等のように動きのある被写体では、短時間に放射線を照射しなければならないので高出力である必要があり、焦点径は10 μm 以上50 μm 以下であることが望ましい。また検体（例えば人体の組織など）のような動きのない被写体では、低出力でもより高鮮鋭な画像を得るために、焦点径は0.5 μm 以上5 μm 以下とすることが望ましい。

【0057】また、輝尽励起光が常にイメージングプレート31に垂直に入射するようにプレートに曲率を持たせるものとするれば、輝尽励起光が輝尽性蛍光体層に斜めに入射して鮮鋭度が低下してしまうことを防止できる。ここで、プレートに曲率を持たせる場合には、予め曲げ

られたイメージングプレート31を用いて放射線の照射や画像の読み取りを行うものとしたり、画像の読み取り時にイメージングプレート31を曲げるものとしてもよい。

【0058】次に、フラットパネルディテクタを用いる場合について説明する。図6において、フラットパネルディテクタ41は所定の剛性を得られるだけの厚みを有する基板を有している。基板上には、シンチレータにより変換された可視光を検出し、この可視光を被写体の放射線画像を担持する画像信号に光電変換する光電変換素子412-(1,1)~412-(m,n)が2次元配置されている。光電変換素子412間には走査線421-1~421-mと信号線422-1~422-nが例えば直交するように配設される。光電変換素子412-(1,1)には、1つのトランジスタ423-(1,1)が接続されている。このトランジスタ423-(1,1)は、例えば電界効果トランジスタが用いられており、ドレイン電極あるいはソース電極が光電変換素子412-(1,1)に接続されると共に、ゲート電極は走査線421-1と接続される。ドレイン電極が光電変換素子412-(1,1)に接続されるときにはソース電極が信号線422-1と接続され、ソース電極が光電変換素子412-(1,1)に接続されるときにはドレイン電極が信号線422-1と接続される。このようにして1つの画素が形成される。他の光電変換素子412にも同様にトランジスタ423が接続されており、トランジスタ423のゲート電極には走査線421が接続されると共に、ソース電極あるいはドレイン電極には信号線422が接続される。

【0059】図7は、フラットパネルディテクタ41の一部断面図を示している。光電変換素子412は、基板411の上にパターン成形した導電膜からなる信号線413とアモルファスシリコン層414と透明電極415とからなるフォトダイオードで構成されている。ここで、信号線413は、基板411上に形成された薄膜トランジスタ423のドレイン電極423d(あるいはソース電極423s)と接続される。また薄膜トランジスタ423のゲート電極423gは走査線が接続され、ソース電極423s(あるいはドレイン電極423d)は信号線422と接続される。なお、ソース電極423sおよびドレイン電極423dとゲート電極423g間にはゲート絶縁膜424と半導体層425が設けられている。

【0060】光電変換素子412上には、蛍光体層(シンチレータ層)430が形成された支持体431が貼り付けられる。なお、蛍光体層430の表面には後述するように保護層432が設けられており、蛍光体層430が光電変換素子412上に貼り付けられたときには、光電変換素子412と蛍光体層430間に保護層432が介在される。

【0061】フラットパネルディテクタ41の走査線4

21-1~421-mは、図6に示すように走査駆動回路44と接続されていると共に、信号線422-1~422-nは電荷検出器425-1~425-nと接続されている。ここで、走査駆動回路44から走査線421-1~421-mのうちの1つ走査線421-p(pは1~mのいずれかの値)に電荷読出信号RSが供給されると、この走査線421-pに接続されたトランジスタ423-(p,1)~425-(p,n)がオン状態とされて、光電変換素子412-(p,1)~412-(p,n)で発生された信号電荷が信号線422-1~422-nを介して電荷検出器425-1~425-nに供給される。電荷検出器425-1~425-nでは信号線422-1~422-nを介して供給された電荷量に比例する電圧信号SV-1~SV-nが生成される。この電荷検出器425-1~425-nから出力された電圧信号SV-1~SV-nが信号選択回路45に供給される。

【0062】信号選択回路45は、レジスタ45aとA/D変換器45bを用いて構成されており、レジスタ45aには電荷検出器425-1~425-nから電圧信号が供給される。レジスタ45aでは、供給された電圧信号が順次選択されて、A/D変換器45bでデジタルのデータとされる。このデータは読取制御回路48に供給される。

【0063】読取制御回路48はコントロール装置60と接続されており、コントロール装置60から供給された制御信号CTDに基づいて走査制御信号RCや出力制御信号SCが生成される。この走査制御信号RCが走査駆動回路44に供給されて、走査制御信号RCに基づき走査線421-1~421-mに対しての電荷読出信号RSの供給が行われる。また、出力制御信号SCが信号選択回路45に供給されて、レジスタ45aに蓄えられている電荷検出器425-1~425-nからの電圧信号の選択動作が制御されると共に選択された電圧信号がデータ信号に変換されて、画像データDTとして信号選択回路45から読取制御回路48に供給される。読取制御回路48では、この画像データDTをコントロール装置60に送出する処理も行われる。なお、放射線画像読取装置で得られた画像データDTをコントロール装置60に供給する際に画像データの対数変換処理を行うものとするれば、コントロール装置60における画像データの処理を簡単とすることができる。また、上記の対数変換を読み出された電荷量を電荷検出器425で電圧信号SVに変換するときと同時に進めても良い。こうして対数変換後にA/D変換器45bでデジタルデータとすることにより、電圧信号SVが小さい領域での放射線情報の分解能を高くすることができる。

【0064】ここで、フラットパネルディテクタ41の蛍光体層は、蛍光体と結合剤とからなる蛍光体塗料を支持体に塗布して蛍光体層を形成する方法が用いられる。なお、蛍光体塗料を仮支持体に塗布してから乾燥させて剥離することによりシート状の蛍光体層を形成したり、

蛍光体塗料を吹き付けて蛍光体層を形成するものとしてもよい。

【0065】蛍光体としては、放射線の照射により可視領域の発光を示し、この発光波長に光電変換素子が感度をもつものであれば良く、例えば $Gd_2O_3:S:Tb$ 、 $CaSiO_3:Tl$ が望ましい。

【0066】蛍光体の平均粒子径は蛍光体層内の蛍光体の充填率を高くして、高精細な発光が可能であると共に、蛍光体層内での蛍光体の発光の散乱を低減できるように $0.5\mu m$ 以上 $10\mu m$ 以下、好ましくは $1\mu m$ 以上 $5\mu m$ 以下とする。

【0067】また、蛍光体層には、支持体に接する側と反対側表面を物理的、化学的に保護するための保護層が設けられる。

【0068】この保護層は、厚さ $0.5\mu m$ 以上 $10\mu m$ 以下、好ましくは $1\mu m$ 以上 $3\mu m$ 以下であることが好ましい。このような薄い保護層を用いることにより、蛍光体層と光電変換素子との間隔が小さいものとされることから、蛍光体層で発光された光が保護層で散乱されることなく直ちに光電変換素子に入射されるので、得られる放射線画像の鮮鋭度の向上に寄与することになる。また、蛍光体層の膜厚は、十分な輝度発光光量を得ると共に、蛍光体層内での光の散乱を少ないものとするため、 $20\sim 150\mu m$ であることが好ましく、 $20\sim 100\mu m$ であることが望ましい。

【0069】ここで、蛍光体層および保護層の少なくとも一方を着色することで、蛍光体層内での蛍光体の発光の散乱による鮮鋭度の低下を低減できる。蛍光体の発光の少なくとも一部を吸収する着色剤を使用する方法として、上述のイメージングプレートと同様な着色方法で着色できる。また、緑色領域に発光を示す蛍光体を使用する場合には、 420 ないし $540nm$ の波長域に吸収スペクトルの主ピークを有する着色剤を用いて着色するものとしてもよい。さらに、蛍光体の発光のピーク波長よりも長波長の発光領域における平均吸収率がピーク波長よりも短波長の発光領域における平均吸収率よりも高い着色剤を用いて着色するものとしてもよい。

【0070】ところで、蛍光体層の形成では、蛍光体塗料を支持体に均一に塗布することにより形成するものとしたが、蒸着等の気相法で、柱状結晶として形成すれば、光ガイド効果により蛍光体の発光の蛍光体層中における散乱を抑制することができる。

【0071】次に、光導電層を設けたフラットパネルディテクタを用いる場合について説明する。図8はフラットパネルディテクタ51の構成を示しており、フラットパネルディテクタ51は所定の剛性を得られるだけの厚みを有する基板を有している。この基板は例えばガラスを用いて構成される。基板上には金属の薄膜を用いた複数のマイクロプレート512-(1,1)~512-(m,n)が2次元配置されている。マイクロプレート512間には走

査線521-1~521-mと信号線522-1~522-nが例えば直交するように配設される。マイクロプレート512-(1,1)には、1つのトランジスタ515-(1,1)が接続されている。このトランジスタ515-(1,1)は、例えば電界効果トランジスタが用いられており、ドレイン電極あるいはソース電極がマイクロプレート512-(1,1)に接続されると共に、ゲート電極は走査線521-1と接続される。ドレイン電極がマイクロプレート512-(1,1)に接続されるときにはソース電極が信号線522-1と接続され、ソース電極がマイクロプレート512-(1,1)に接続されるときにはドレイン電極が信号線522-1と接続される。またマイクロプレート512-(1,1)は電荷蓄積コンデンサ530-1の一方の電極とされる。このようにして1つの画素が形成される。他のマイクロプレート512にも同様にトランジスタ515が接続されており、トランジスタ515のゲート電極には走査線521が接続されると共に、ソース電極あるいはドレイン電極には信号線522が接続される。

【0072】図9は、フラットパネルディテクタ51の一部断面図を示しており、基板511上には走査線521と接続されるゲート電極515gが形成される。このゲート電極515g上にゲート絶縁膜515pが形成されると共に、ゲート絶縁膜515p上にはアモルファスシリコン等を用いた半導体層515cが形成される。この半導体層515cにソース電極515sとドレイン電極515dが形成されて電界効果トランジスタが構成される。このソース電極515sあるいはドレイン電極515dの一方が信号線522と接続されると共に他方の電極がマイクロプレート512に接続される。

【0073】また、基板511上には外部側のマイクロプレートとしての電極530aが形成されると共に、この電極上に二酸化シリコンあるいは窒化シリコン等の誘電体530bが形成される。さらに誘電体530b上にマイクロプレート512が電極として形成されて、マイクロプレート512と電極530aと誘電体530bで電荷蓄積コンデンサ530が形成される。電荷蓄積コンデンサ530の誘電体530b上に形成されたマイクロプレート512は、トランジスタ515と接続されると共に、基板511上に形成された電極530aは接地される。

【0074】トランジスタ515はパッシベーション層518で被覆されると共に、電荷蓄積コンデンサ530の電極上およびマイクロプレート512(図示せず)上には電荷阻止層532が形成される。

【0075】さらに、パッシベーション層518や電荷阻止層532、走査線521(図示せず)および信号線522(図示せず)上には、放射線が照射されることにより電子-正孔対が生成されて抵抗値が変化する光導電層534が形成される。この光導電層534としては暗抵抗値が高いものが望ましく、特にアモルファスセレン

が好ましい。光導電層 534 上には誘電層 536 が形成されることが好ましく、誘電層 536 上にはバイアス電極 538 が形成される。

【0076】ここで、バイアス電極 538 に高電圧（例えば数 kV）が印加された状態で放射線が光導電層 534 に入射されると、放射線の強度に応じた量の電子-正孔対が生成されると共に、バイアス電極 538 に高電圧が印加されていることから、生成された電荷は誘電層 536 側に移動されると共に、前記とは逆極性の電荷は電荷阻止層 532 側に移動される。また、誘電層 536 によってバイアス電極 538 から光導電層 534 への電荷の注入が阻止されると共に、電荷阻止層 532 によって電荷蓄積コンデンサ 530 の電極であるマイクロプレート 512 から光導電層 534 への電荷の注入が阻止される。このため、光導電層 534 を介して漏洩電流が流れることを阻止することができ、放射線の強度に応じた量の電荷を電荷蓄積コンデンサ 530 に蓄えることができる。

【0077】このようにして、図 8 に示す各マイクロプレート 512-(1,1)~512-(m,n) を一方の電極とする電荷蓄積コンデンサ 530-(1,1)~530-(m,n) に放射線像を示す電荷を蓄積することができると共に、電荷蓄積コンデンサ 530-(1,1)~530-(m,n) に蓄積された電荷量を判別して画像データを生成することができる。

【0078】またフラットパネルディテクタ 51 では、信号線 522-1~522-n に、例えばドレイン電極が接続されたリセット動作のトランジスタ 540-1~540-n が設けられている。このトランジスタ 540-1~540-n のソース電極は接地されている。また、ゲート電極はリセット線 541 と接続される。

【0079】フラットパネルディテクタ 51 の走査線 521-1~521-m とリセット線 541 は、走査駆動回路 55 と接続されている。走査駆動回路 55 から走査線 521-1~521-m のうちの 1 つ走査線 521-p (p は 1~m のいずれかの値) に電荷読出信号 RS が供給されると、この走査線 521-p に接続されたトランジスタ 515-(p,1)~515-(p,n) がオン状態とされて、電荷蓄積コンデンサ 530-(p,1)~530-(p,n) に蓄積された電荷が信号線 522-1~522-n にそれぞれ読み出される。信号線 522-1~522-n は、電荷検出器 542-1~542-n に接続されており、電荷検出器 542-1~542-n では信号線 522-1~522-n 上に読み出された電荷量に比例する電圧信号 SU-1~SU-n が生成される。この電荷検出器 542-1~542-n から出力された電圧信号 SU-1~SU-n が信号選択回路 56 に供給される。

【0080】信号選択回路 56 は、レジスタ 56a と A/D 変換器 56b を用いて構成されており、レジスタ 56a には電荷検出器 542-1~542-n から電圧信号が供給される。レジスタ 56a では、供給された電圧信号

が順次選択されて、A/D 変換器 56b で（例えば、12 ビットないし 14 ビットの）デジタルのデータとされる。このデータは読取制御回路 58 に供給される。なお、バイアス電極 538 に高電圧を印加した状態で、走査駆動回路 55 からリセット信号 RT をリセット線 541 に供給してトランジスタ 540-1~540-n をオン状態とすると共に、走査線 521-1~521-m に電荷読出信号 RS を供給してトランジスタ 515-(1,1)~515-(m,n) がオン状態とすると、電荷蓄積コンデンサ 530-(1,1)~530-(m,n) に蓄えられた電荷がトランジスタ 540-1~540-n を介して放出して、フラットパネルディテクタ 51 の初期化、すなわち残留電荷の除去を行うことができる。

【0081】読取制御回路 58 はコントロール装置 60 と接続されており、コントロール装置 60 から供給された制御信号 CTD に基づいて走査制御信号 RC や出力制御信号 SC が生成される。この走査制御信号 RC が走査駆動回路 55 に供給されて、走査制御信号 RC に基づき走査線 521-1~521-m に対しての電荷読出信号 RS の供給やリセット線 541 に対してのリセット信号 RT の供給が行われる。また、出力制御信号 SC が信号選択回路 56 に供給されて、レジスタ 56a に蓄えられている電荷検出器 542-1~542-n からの電圧信号の選択動作が制御される。この読取制御回路 58 からの走査制御信号 RC や出力制御信号 SC によって、例えばフラットパネルディテクタ 51 が上述のように (m×n) 個のマイクロプレートで構成されている場合には、電荷蓄積コンデンサ 530-(1,1)~530-(m,n) に蓄積された電荷に基づくデータをデータ DP(1,1)~DP(m,n) とすると、データ DP(1,1)、DP(1,2)、……DP(1,n)、DP(2,1)、……、DP(m,n) の順とし、画像データ DT が生成されて信号選択回路 56 から読取制御回路 58 に供給される。また読取制御回路 58 では、この画像データ DT をコントロール装置 60 に送出する処理も行われる。

【0082】読取装置 30 で得られた画像データ DT は、読取制御回路 58 を介して図 4 に示すコントロール装置 60 に供給される。なお、放射線画像読取装置で得られた画像データをコントロール装置 60 に供給する際に画像データの対数変換処理を行うものとするれば、コントロール装置 60 における画像データの処理を簡単とすることができる。また、上記の対数変換を読み出された電荷量を電荷検出器 542 で電圧信号 SU に変換するときと同時にしても良い。こうして対数変換後に A/D 変換器 56b でデジタルデータとすることにより、電圧信号 SU が小さい領域での放射線情報の分解能を高くすることができる。

【0083】ここで、フラットパネルディテクタでは、読取画素サイズ（光電変換素子とマイクロプレートの間隔）が 10 μm 以上 100 μm 以下、好ましくは 10 μ

m以上50 μ m以下、更に好ましくは10 μ m以上20 μ m以下とすると共に、マイクロフォーカスX線源の焦点径を第1および第2の実施の形態と同様に、0.5 μ m以上80 μ m以下、望ましくは動きのある被写体では10 μ m以上50 μ m以下、動きのない被写体では0.5 μ m以上5 μ m以下とすることで、高精細な放射線画像を得ることができる。

【0084】次に、放射線画像の撮影について説明する。まず、被写体を撮影する際には、拡大撮影を行う部位の特定が行われる。ここで、拡大撮影を行う部位が被写体の表面から判別できるときには、例えば拡大撮影を行う位置を光を用いてマーク表示するものとし、このマーク表示を所望の撮影部位に合わせることで、拡大撮影を行う部位の特定を行うことができる。また、拡大撮影

$$M = (R1 + R2) / R1 \times 100\% \quad \dots (2)$$

【0086】この拡大率Mの値は、入力装置25を操作して入力しても良く、また位置判別装置20で距離「R1」、「R2」を測定して位置情報をコントロール装置60に供給し、コントロール装置60で自動的に拡大率Mを算出するものとしてもよい。

【0087】また、拡大撮影で高精細な放射線画像を得ることができるように、被写体15が被写体ホルダ16に固定されると共に、マスク18aの開口部分の大きさを可変させて放射線の照射部分が放射線パネル内に収まるように調整される。

【0088】ここで、被写体15が人体のように大きなものである場合には、被写体の15の位置を基準として、マイクロフォーカスX線装置11や読取装置30の位置を移動させることにより拡大撮影を容易に行うことができる。さらに、図示せずとも、マイクロフォーカスX線装置11や被写体15および読取装置30の位置を移動させる駆動装置を設けるものとするれば、入力装置25を操作して拡大率を入力するだけで、マイクロフォーカスX線装置11や被写体15あるいは読取装置30の位置を、入力された拡大率に応じた位置に自動的に設定することができる。すなわち、位置判別装置20で距離「R1」、「R2」を測定し、得られた距離「R1」、「R2」から算出された拡大率が入力された拡大率となるように、駆動装置でマイクロフォーカスX線装置11や被写体15あるいは読取装置30の位置を調整することにより、拡大率を入力するだけで簡単に位置を設定を行える。

【0089】このようにして、所望の拡大率に応じた位置の設定が完了したときには、マイクロフォーカスX線源11から放射線が照射されて、読取装置30の撮像パネルには、被写体を透過した放射線の線量に応じたエネルギーや電荷が蓄えられて、あるいは発光が行われる。また、放射線画像の読み取りが行われたときには、蓄えられたエネルギーや電荷、あるいは発光に基づいて放射

$$g'(x, y) = g(x, y) * h(x, y) \quad \dots (3)$$

を行う部位が被写体の表面から判別できないときには、例えば放射線の照射線量を小さいものとしてイメージインテンシファイア等を用いて被写体をリアルタイムで撮影し、得られた撮影画像に基づいて拡大撮影を行う部位を特定することができる。

【0085】次に、X線源コントローラ12でマイクロフォーカスX線源11の照射線量を設定すると共に、所望の拡大率の放射線画像を得ることができるように、マイクロフォーカスX線源11と被写体15と読取装置30の位置を設定する。ここで、図12Bに示すように、マイクロフォーカスX線源11から被写体15までの距離を「R1」、被写体15から読取装置30までの距離を「R2」とすると、拡大率Mは式(2)で示すものとなる。

線画像の画像データが生成される。

【0090】ここで、放射線画像の読み取りを行う場合、画像の読取画素サイズは、マイクロフォーカスX線源11の焦点径DFと、マイクロフォーカス線源11から被写体15までの距離「R1」と、被写体15から読取装置30までの距離「R2」に基づいて上述の式

(1)から求めることができる半影DHSの大きさに対して0.8倍以上、好ましくは0.9倍以上であって、所望の鮮鋭度となるように設定される。このため、放射線画像に対して不必要に高い解像度で画像を読み込んで画像データが増加してしまうことを防止できる。

【0091】また、フラットパネルディテクタのように、読取画素サイズが固定されている場合、例えば所望の拡大率の放射線画像を得るために距離「R1」、「R2」を調整して半影DHSの大きさが可変されたとき、読取画素サイズが半影DHSの大きさに対して0.8倍以上、好ましくは0.9倍以上でなくなったときには警告表示を行うことにより、不必要に高い解像度で画像の読み込みが行われるか否かを簡単に判別できると共に、例えば放射線画像のボケが半影DHSの影響によるものか否かを判別して正しく診断等を行うことができる。

【0092】このようにして、放射線画像の画像データが得られると、この画像データを用いてコントロール装置60の画像処理部76で画像処理を行う。画像処理では、画像データに基づく画像を拡大して画像表示装置80に表示するための処理や、半影の影響を防止する処理を行う。

【0093】この半影の影響を防止する処理としては、例えばデコンボリューションを用いた処理が行われる。すなわち、焦点径を無限小としたときの画像(元画像)を $g(x, y)$ 、半影の影響により劣化した画像を $g'(x, y)$ 、半影による点像分布関数を $h(x, y)$ とすると式(3)の関係が成り立つ。

なお、式(3)において「*」はコンボルーション演算(たたみこみ積分)を表す。

【0094】この式(3)をフーリエ変換して各関数の

$$G'(u, v) = G(u, v) H(u, v) \cdots (4)$$

【0095】この式(4)の両辺に「 $1/H(u, v)$ 」を掛けると式(5)を得ることができ、この式

$$G'(u, v) / H(u, v) = G(u, v) \cdots (5)$$

$$g(x, y) = F^{-1} \{ G'(u, v) / H(u, v) \} \cdots (6)$$

なお、式(6)において「 F^{-1} 」は逆フーリエ変換を表している。ここで、周波数領域での演算は、「 $1/H(u, v)$ 」に変えてウィナーフィルタと呼ばれる関数を掛けるものとすれば、ノイズの影響を抑えることができる。

【0096】このようにして、半影の大きさや形状が判っていれば、半影の影響を除去した元画像 $g(x, y)$ を得ることができる。すなわち、半影の影響を防止する処理を行うことができる。なお、半影の影響を防止する処理は、デコンボルーションを用いた処理に限られるものでなく、他の方法を用いるものとしてもよい。

【0097】さらに画像処理では、位相差撮影、すなわちマイクロフォーカスX線源からの放射線が被写体を透過する場合のわずかな回折あるいは屈折に基づいて生じた干渉効果を利用して鮮明な放射線画像を得ることができる撮影が行われた場合、図10に示すように干渉効果によって被写体の各部の境界部分で信号レベルが大きくなることから、この信号レベルが大きくなる位置を強調する輪郭強調処理を行う。また、位相差撮影では、回折あるいは屈折に基づいて生じた干渉効果を利用するものであることから、検出された境界 E_{Pb} は正しい境界位置 E_{Pa} とは僅かに異なる場合がある。このため、検出された境界を正しい境界位置に補正する処理も行う。このように、輪郭強調処理を行うことにより診断が容易となり、特にマンモ撮影の際の石灰化検出に有効である。また、輪郭が強調されることから得られた放射線画像をコンピュータ診断支援(CAD)に活かすこともできる。さらに画像処理では、同じ被写体を異なる時間で撮影し、時間をおいて撮影された複数の放射線画像の経時差分を求めて、この経時差分に基づいた補正も行われる。

【0098】このようにして、種々の画像処理が行われて、診断等に適した放射線画像の画像データが生成されると、例えば画像処理後の画像データが画像表示装置に供給されて放射線画像が画像表示装置80に表示される。ここで、コントロール装置60のスケール情報生成部70では、画像の画像読取サイズや拡大率が判っていることから、画像データで示される画像の大きさを判別するためのスケール情報を生成することができる。このため、放射線画像を画像表示装置80に表示する際に、スケール情報に基づく表示を図11に示すように放射線画像と合わせて表示すれば、診断等に適した高精細な拡

フーリエ変換を大文字で表すと式(4)となり、コンボルーション演算は周波数領域では積となる。

(5)を逆フーリエ変換すると式(6)を得ることができる。

大放射線画像を表示できるだけでなく、スケール情報に基づく表示を参照して画面上に表示された被写体のサイズを容易に正しく判別することができる。

【0099】

【発明の効果】この発明によれば、被写体を透過したマイクロフォーカス放射線源からの放射線に基づく放射線画像が読取手段で読み取られると共に、少なくとも被写体と読取手段の間隔が可変可能とされて、この間隔に応じて制御手段によって放射線画像の読取ゲインが設定される。このため、被写体と読取手段の間隔を可変させることで、所望のサイズに拡大された被写体の高精細な放射線画像を得ることができる。

【0100】また、マイクロフォーカス放射線源と被写体と読取手段の位置を判別してそれぞれの間隔が位置検出手段によって検出できることから、自動的に所望のサイズに拡大された放射線画像を得ることができる。さらに、放射線画像の拡大率を算出して放射線画像のサイズを判別するためのスケール情報がスケール情報生成手段で生成されて、放射線画像を表示する際にスケール情報に基づき、表示された放射線画像の大きさを判別可能とする表示が行われる。このため、放射線画像が拡大されていても被写体の大きさを正しく判別できる。

【0101】また、読取手段での読取画素サイズは、半影判別手段によって算出された半影の大きさの0.8倍以上、好ましくは0.9倍以上の大きさであって、読み取った放射線画像が所望の鮮鋭度となるように設定されるので、高精細な放射線画像を得ることができる。

【0102】さらに、画像処理手段によって、撮影して得られた画像データに基づき拡大画像の画像データを生成する処理、半影によって生ずる影響を防止する処理、位相差撮影時の輪郭強調処理、位相差撮影時に検出された境界位置を正しい位置に補正する位置補正処理等が行われるので、診断等に適した放射線画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明に係る放射線画像撮像装置の全体の構成を示す図である。

【図2】イメージングプレートを用いた読取装置の構成を示す図である。

【図3】塗布型のイメージングプレートの構成を示す図である。

【図4】コントロール装置の構成を示す図である。

【図5】気相法によるイメージングプレート構成を示す図である。

【図6】フラットパネルディテクタ41の構成を示す図である。

【図7】フラットパネルディテクタ41の一部断面図である。

【図8】フラットパネルディテクタ51の構成を示す図である。

【図9】フラットパネルディテクタ51の一部断面図である。

【図10】位相差撮影を説明するための図である。

【図11】表示画像を示す図である。

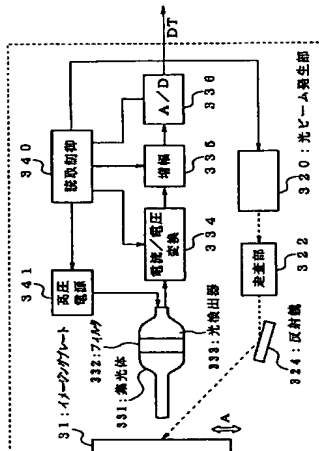
【図12】焦点径と半影の関係を示す図である。

【符号の説明】

- 11 マイクロフォーカスX線源
- 12 X線源コントローラ
- 15 被写体
- 30 読取装置
- 31 イメージングプレート
- 41, 51 フラットパネルディテクタ
- 44, 55 走査駆動回路
- 45, 56 信号選択回路
- 48, 58 読取制御回路
- 60 コントロール装置

【図2】

イメージングプレートを用いた読取装置



80 画像出力装置

311, 315 支持体

312, 316 輝度性蛍光体層

313, 318, 432 保護層

320 光ビーム発生器

322 走査部

324 反射鏡

331 集光体

332 フィルタ

10 333 光検出器

334 電流/電圧変換部

335 増幅部

336 変換器

340 読取制御部

411, 511 基板

412 光電変換素子

421, 521 走査線

422, 522 信号線

425, 542 電荷検出器

20 430 蛍光体層

512 マイクロプレート

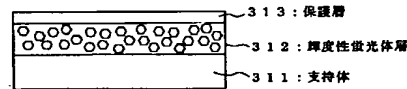
515 トランジスタ

530 電荷蓄積コンデンサ

541 リセット線

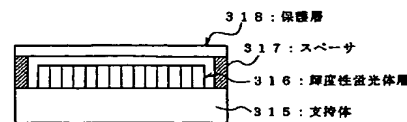
【図3】

塗布型のイメージングプレート



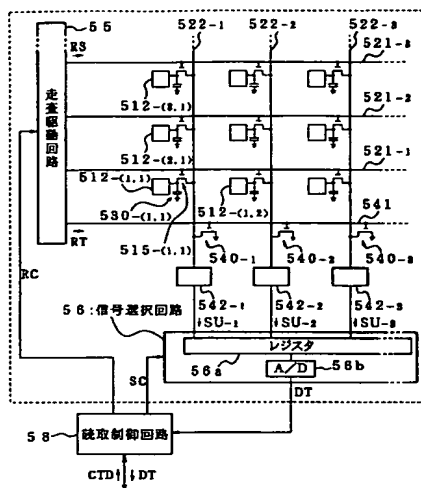
【図5】

気相法によるイメージングプレート



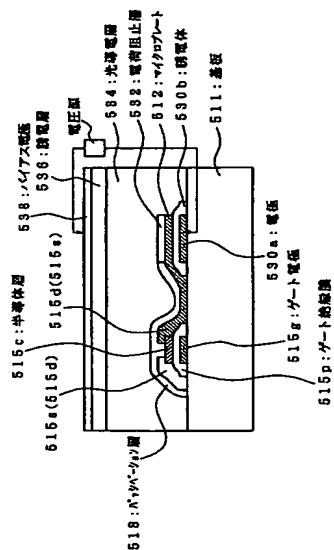
【図 8】

フラットパネルディテクタ 51 の構成



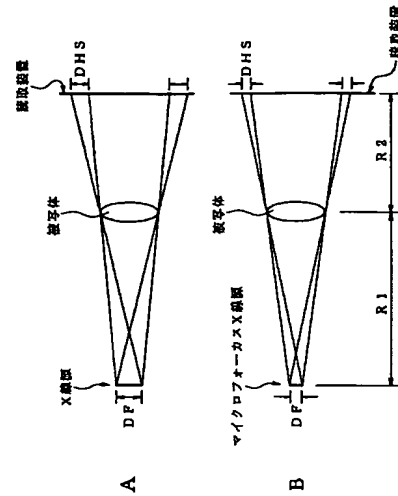
【图9】

フラットパネルディテクタ 5 1 の一部断面図



【図12】

焦点径と半影



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷

G 0 6 T 1/00

G 2 1 K 4/00

識別記号

F I

G 2 1 K 4/00

G 0 6 F 15/62

テロト* (参考)

L

3 9 0 A

Fターム(参考) 2G083 AA03 BB04 CC10 DD16 DD20

EE02

2H013 AC03

4C093 AA14 AA28 AA30 CA02 CA08

EA02 EA14 EB02 EB05 EB12

EB17 EB20 EC32 ED11 EE01

FA11 FA18 FA33 FA43 FA60

FC01 FC02 FC03 FD01 FD02

FD03 FD20 FF01 FF07 FF08

FF13 FF16 FF28 FG12 FH04

FH06

5B057 AA08 BA03 BA12 BA17 CE03